

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-030933

(43)Date of publication of application : 08.02.1994

(51)Int.Cl. A61B 8/00

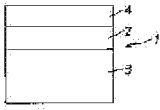
G01N 29/24

H04R 17/00

(21)Application number : 04-190937 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL
CO LTD

(22)Date of filing : 17.07.1992 (72)Inventor : MIZUNUMA AKIKO

(54) ULTRASONIC PROBE



(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ultrasonic probe which enables the radiating of an ultrasonic pulse with a proper pulse width and amplitude easily by setting combination of an acoustic impedance of a damper layer and a thickness and an acoustic impedance of an acoustically matching layer properly.

CONSTITUTION: In an ultrasonic probe 1 which has an acoustically matching layer 4 on the side of an acoustic medium of a piezo-electric element 2 and a damper layer 3 on the opposite side thereof, an acoustic impedance Z_M of the acoustically matching layer 4 is expressed by $\{Z_O \times (Z_T^2)^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_O \times (Z_T^2)^{1/3} \times 1.2$ (wherein Z_O represents acoustic impedance of the piezo-electric element 2 and Z_T acoustic impedance of the acoustic medium). Relationship among the impedance Z_D of the damper layer 3, the thickness L of the acoustically matching layer 4 and a wavelength of an ultrasonic wave is $(-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.21)$.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's
decision of rejection]

[Kind of final disposal of application
other than the examiner's decision of
rejection or application converted
registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of requesting appeal against
examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] It sets to the ultrasound probe equipped with a damper layer for an acoustic matching layer in the opposite side at the sound medium side of a piezoelectric device, and is the acoustic impedance of said acoustic matching layer. Z_M [Equation 1]

It is referred to as $\{Z_O \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_O \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 1.2$ (however, Z_O the acoustic impedance of a piezoelectric device and Z_T acoustic impedance of a sound medium), and is the acoustic impedance of said damper layer. It is [Equation 2] about the relation of the wavelength λ of the supersonic wave in Z_D and said sound adjustment layer thickness L and this acoustic matching layer.

$$(-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.21)$$

The ultrasound probe characterized by carrying out.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the ultrasound probe used for a pulse echo method.

[0002]

[Description of the Prior Art] The pulse echo method which discharges an ultrasonic pulse from an ultrasound probe, receives the reflective pulse from a sound medium, and converts the information in a sound medium into a video signal is widely used in the field of ultrasonic diagnosis. In this pulse echo method, in order to obtain a clear image with high distance resolution, it is necessary to shorten pulse width of the supersonic wave to discharge. Moreover, in order to obtain the image with the high degrees of ** which can be diagnosed to the lesion of a deep part, it is required for the amplitude of the supersonic wave to discharge to be large and for receiving sensibility to be high.

[0003] In the conventional ultrasound probe used for a pulse echo method, in order to improve matching of an acoustic impedance with a sound medium and to make an ultrasonic pulse emit efficiently in a sound medium, generally the acoustic matching layer with the thickness of quarter-wave length is used.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, only by making sound adjustment layer thickness into quarter-wave length, pulse width is short, and the probe with the large amplitude of the supersonic wave to discharge also needs to take into consideration the acoustic impedance of the damper layer of the tooth

back of a piezoelectric device, and the acoustic impedance of an acoustic matching layer, in order to be unable to realize (refer to JP,1-17320,B and JP,58-165830,A) but to realize this.

[0005] that is, in order to attenuate vibration of a piezoelectric device promptly and to shorten ultrasonic pulse width as a damper layer, what was formed with the large ingredient of attenuation of a supersonic wave is known -- **** (for example, refer to JP,61-219858,A) -- if the acoustic impedance of a damper layer is enlarged, while it can shorten ultrasonic pulse width emitted, the problem that where of the amplitude of a supersonic wave becomes small and sensibility becomes low will produce it.

[0006] Moreover, although how to choose versatility is proposed about the value of the acoustic impedance (ZM) of an acoustic matching layer In being the much more Desilete et al. () [Desilete,] [C.S.et] al.: The design of efficient piezoelectric transducers, IEEE Trans.Sonics Ultras., and SU-25(3).115 1978 Depend. $ZM = \{Z_O \times (Z_T)^2\}$ One third If a value (however, Z_O the acoustic impedance of a piezoelectric device and Z_T acoustic impedance of a sound medium) is adopted, it will become possible to acquire a pulse with short pulse width.

[0007] While choosing the acoustic impedance of a damper layer according to the purpose of use so that the pulse width of an ultrasonic pulse and the amplitude may be balanced in order to obtain a good ultrasound probe from the above thing, it is necessary also about an acoustic matching layer to choose a suitable acoustic impedance.

[0008] This invention was made in view of the point mentioned above, and aims at offering the ultrasound probe constituted so that the ultrasonic pulse of suitable pulse width and the amplitude could be emitted easily by setting up appropriately combination with the acoustic impedance of a damper layer, sound adjustment layer thickness, and an acoustic impedance.

[0009]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned purpose,

in this invention, it sets to the ultrasound probe equipped with a damper layer for an acoustic matching layer in the opposite side at the sound medium side of a piezoelectric device, and it is the acoustic impedance of said acoustic matching layer. Z_M [Equation 3]

It is referred to as $\{Z_O \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_O \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 1.2$ (however, Z_O the acoustic impedance of a piezoelectric device and Z_T acoustic impedance of a sound medium), and is the acoustic impedance of said damper layer. It is [Equation 4] about the relation of the wavelength λ of the supersonic wave in Z_D and said sound adjustment layer thickness L and this acoustic matching layer.

$$(-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.21)$$

It carries out.

[0010]

[Function] The piezoelectric device which generates a supersonic wave is made into electrostrictive ceramics (acoustic-impedance $Z_O = 33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$). The transfer medium to which a supersonic wave is emitted is used as water (acoustic-impedance $Z_T = 1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$). The formula by Desilete and others, and $Z_M = \{Z_O \times (Z_T)^2\}^{1/3}$ Acoustic impedance of an acoustic matching layer Z_M If it asks, $Z_M = 4.2 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ will come. At this time, various acoustic impedances of the damper layer to add are changed, and when it asks for the relation between the ratio to the wavelength λ of adjustment layer thickness, and the pulse width (-6dB) of the supersonic wave emitted by computer simulation, it comes to be shown in drawing 1. in addition, drawing 1 -- setting -- the acoustic impedance of a damper layer -- $15 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ and NI show $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, and HO shows $[I / 5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ and RO / $10 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ and Ha] $30 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$.

[0011] According to drawing 1, even if the acoustic impedance of a damper layer is the same, it turns out that there is acoustic-matching-layer thickness to which pulse width becomes the shortest in each acoustic impedance by sound adjustment layer thickness while it turns out that the pulse width of a supersonic

wave changes.

[0012] Moreover, if it asks for the relation between the ratio to the wavelength λ of adjustment layer thickness, and maximum amplitude on the same conditions as drawing 1, it will become like drawing 2. Here, it becomes an ultrasound probe with high sensibility, so that the amplitude of an axis of ordinate is large.

[0013] Although pulse width will become short if the acoustic impedance of a damper layer is large as mentioned above from drawing 1 and drawing 2, it turns out that sensibility becomes low at coincidence. Therefore, it is necessary to choose the acoustic impedance of a damper layer according to the purpose of using the ultrasound probe.

[0014] Drawing 3 expresses the relation between the acoustic impedance of a damper layer, and the sound adjustment thickness (ratio to wavelength λ) from which pulse width serves as min based on drawing 1. Acoustic impedance of the damper layer which makes pulse width min from drawing 3 $R > 3 Z_D$ The relation with acoustic-matching-layer thickness L is [Equation 5]. $(-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.176)$ It turns out that it can approximate by L/λ . In addition, in the above explanation, wavelength λ shows the wavelength in the acoustic-matching-layer ingredient in the center frequency of an ultrasound probe.

[0015] Therefore, when a manufacture error is made into 20%, it is the acoustic impedance of an acoustic matching layer. Z_M is the acoustic impedance of a damper layer about the several 3 above-mentioned conditions again. By satisfying the several 4 above-mentioned conditions, the wavelength λ of the supersonic wave in Z_D and sound adjustment layer thickness L and this acoustic matching layer can emit an ultrasonic pulse with short pulse width, and becomes possible [obtaining an ultrasound probe with the sensibility to need].

[0016]

[Example] Drawing 4 shows the 1st example of this invention. This ultrasound probe 1 is stuck and consists of adhesives (not shown) with which the damper layer 3 was applied to one field of a piezoelectric device 2, and it applied the

acoustic matching layer 4 to the field of another side thinly, respectively. A piezoelectric device 2 consists of electrostrictive ceramics with a thickness of 0.1mm, and center frequency is 20MHz and an acoustic impedance. ZO It has the property of $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$. The electrode which is not illustrated to those both sides is prepared in this piezoelectric device 2, and the coaxial cable for transmitting a signal and a driving pulse is connected to it.

[0017] The damper layer 3 consists of the ingredient which mixed tungsten powder 95% by the weight ratio into the epoxy resin, and thickness is 0.9mm and an acoustic impedance. ZD $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come. Moreover, an acoustic matching layer 4 is a product made from STYCAST3050, and thickness is 22 micrometers ($L/\lambda = 0.14$) and an acoustic impedance. ZM $4.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come.

[0018] An ultrasonic transfer medium is water and this ultrasound probe 1 is that acoustic impedance. ZT When $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, it is the acoustic impedance of an acoustic matching layer 4. ZM From above several 3, since what is necessary will be just to be in $3.36 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s} < ZM < 5.05 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, this condition will be satisfied. Moreover, acoustic impedance of the damper layer 3 ZD Since it is $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, L/λ will satisfy four above. Therefore, according to this ultrasound probe 1, although it is low sensibility comparatively, an ultrasonic pulse with short pulse width can be emitted.

[0019] Drawing 5 is the point expanded sectional view of the ultrasonic probe for endoscopes using the ultrasound probe 1 shown in drawing 4 . In drawing 5 , an ultrasound probe 1 is incorporated so that an acoustic matching layer 4 may be exposed in housing 5. Housing 5 is connected with the rotation shaft 6, and is connected to ultrasonic observation equipment through the mechanical component which is not illustrated. The rotation shaft 6 is hollow, and the coaxial cable for transmitting a signal and a driving pulse to the interior is inserted in, and it is connected to the electrode of a piezoelectric device 2. These structures are contained in the flexible sheath 7 which enclosed the ultrasonic transfer medium. In addition, the closure of the tip of a sheath 7 was carried out by the stops 9

which consist of the closure member 8 and shape memory ingredient of an array mold, and it has prevented the outflow into the coelome of an ultrasonic transfer medium, and the inflow of the body fluid into a sheath 7.

[0020] In assembling the ultrasonic probe shown in drawing 5, first, while mounting an ultrasound probe 1 in housing 5, the rotation shaft 6 is connected, next the closure member 8 and housing 5 are inserted into a sheath 7 in an ultrasonic transfer medium. Then, stops 9 are inserted in the closure member 8 from the outside of a sheath 7, and the closure member 8 is fixed to a sheath 7 using the shape memory effect. Thus, an ultrasonic transfer medium can be enclosed with the whole interior of a sheath 7 by assembling.

[0021] By impressing the driving pulse from observation equipment to a piezoelectric device 2 in this ultrasonic probe through the coaxial cable inserted in in the mechanical component and the rotation shaft 6, rotating an ultrasound probe 1 by the rotation shaft 6 Pass an acoustic matching layer 4, an ultrasonic transfer medium, and a sheath 7 from this piezoelectric device 2, make an ultrasonic pulse emit in a coelome, and the echo in the body tissue is changed into an electrical signal by the piezoelectric device 2. The ultrasonic image by the radial scan can be obtained by transmitting to observation equipment through a coaxial cable and a mechanical component. Thus, the surface section of a body tissue is observable in a detail by using the ultrasound probe 1 which emits an ultrasonic pulse with short pulse width.

[0022] Drawing 6 shows the 2nd example of this invention. This ultrasound probe 11 is stuck and consists of adhesives (not shown) with which the damper layer 13 was applied to one field of a piezoelectric device 12, and it applied the acoustic matching layer 14 to the field of another side thinly, respectively. A piezoelectric device 12 consists of electrostrictive ceramics with a thickness of 0.2mm, and center frequency is 10MHz and an acoustic impedance. ZO It has the property of $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$. The electrode which is not illustrated to those both sides is prepared in this piezoelectric device 12, and the coaxial cable for transmitting a signal and a driving pulse is connected to it.

[0023] The damper layer 13 consists of the ingredient which mixed alumina powder 90% by the weight ratio into the epoxy resin, and thickness is 2mm and an acoustic impedance. $Z_D 5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come. Moreover, an acoustic matching layer 14 serves as an acoustic lens by the product made from STYCAST3050, and the thickness of a core is 55 micrometers ($L/\lambda = 0.18$) and an acoustic impedance. $Z_M 4.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come.

[0024] An ultrasonic transfer medium is water and this ultrasound probe 11 is the acoustic impedance Z_T . When $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, it is the acoustic impedance of an acoustic matching layer 14. Z_M The several 3 above-mentioned conditions will be satisfied. Moreover, acoustic impedance of the damper layer 13 Z_D It is as small as $5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, and L/λ satisfies four above. Therefore, according to this ultrasound probe 11, since the amplitude can emit an ultrasonic pulse with short pulse width greatly, it can use effective in observing an organization deep part.

[0025] Moreover, it can obtain the focal distance doubled with the application by choosing the curvature of this acoustic lens suitably while it can emit a directive high ultrasonic pulse and can obtain the high ultrasonic image of lateral resolution by this, since the acoustic matching layer 14 serves as the acoustic lens.

[0026] Drawing 7 shows the 3rd example of this invention. This ultrasound probe 21 pastes up a piezoelectric device 22 on the housing 25 made from an insulation, and the damper layer 23 is formed in the field of one of these, and it forms an acoustic matching layer 24 in the field of another side, respectively. A piezoelectric device 22 consists of electrostrictive ceramics with a thickness of 0.13mm, and center frequency is 15MHz and an acoustic impedance. Z_O It has the property of $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$. The electrode which is not illustrated to those both sides is prepared in this piezoelectric device 22, and the coaxial cable for transmitting a signal and a driving pulse is connected to it.

[0027] The damper layer 23 consists of the ingredient which mixed titanium oxide powder 94% by the weight ratio into silicon resin, and thickness is 2mm and an

acoustic impedance. ZD $15 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come. Moreover, an acoustic matching layer 24 serves as an acoustic lens by the product made from STYCAST3050, and the thickness of a core is 30 micrometers ($L/\lambda = 0.15$) and an acoustic impedance. ZM $4.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ has come.

[0028] In this example, the acoustic matching layer 24 which serves both as the damper layer 23 and an acoustic lens is formed by pouring in STYCAST directly, respectively and stiffening the silicon resin which mixed titanium oxide in one field side of the piezoelectric device 22 beforehand pasted up on the housing 25 made from an insulation to the field side of another side.

[0029] Since according to this ultrasound probe 21 the same effectiveness could be acquired also in the ultrasound probe 11 of drawing 6 and also the damper layer 23 and the acoustic matching layer 24 were directly formed on the piezoelectric device 22, without using adhesives, the performance degradation and variation by the thickness and nonuniformity of a glue line can be avoided, and the stable engine performance can be obtained.

[0030] In addition, the ultrasound probe concerning this invention can also be used for not only the ultrasonic probe for endoscopes but an ultrasound endoscopy, or a foreign type supersonic-wave probe, and can also be used as a probe for ultrasonic crack inspects other than medicine.

[0031]

[Effect of the Invention] As mentioned above, according to this invention, since combination with the acoustic impedance of a damper layer, sound adjustment layer thickness, and an acoustic impedance was set up appropriately, the ultrasound probe which can emit the ultrasonic pulse of suitable pulse width and the amplitude can be obtained easily.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. **** shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is drawing showing the relation between sound adjustment layer thickness and the pulse width of the ultrasonic pulse emitted.

[Drawing 2] It is drawing showing the relation between sound adjustment layer thickness and the maximum amplitude of the ultrasonic pulse emitted similarly.

[Drawing 3] It is drawing showing the relation between the acoustic impedance of a damper layer, and the sound adjustment layer thickness from which pulse width serves as min.

[Drawing 4] It is the sectional view showing the 1st example of this invention.

[Drawing 5] It is drawing showing the configuration of the point of the ultrasonic probe for endoscopes using the ultrasound probe shown in drawing 4 .

[Drawing 6] It is drawing showing the 2nd example of this invention.

[Drawing 7] It is drawing showing the 3rd example of this invention.

[Description of Notations]

1, 11, 21 Ultrasound probe

2, 12, 22 Piezoelectric device

3, 13, 23 Damper layer

4, 14, 24 Acoustic matching layer

5 25 Housing

6 Rotation Shaft

7 Sheath

8 Closure Member

9 Stops

[Translation done.]

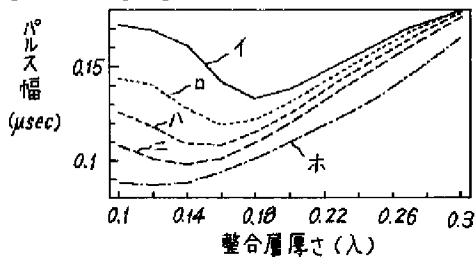
* NOTICES *

JPO and NCIPI are not responsible for any
damages caused by the use of this translation.

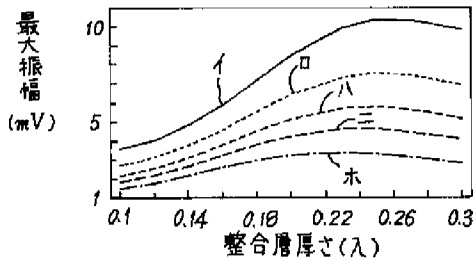
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

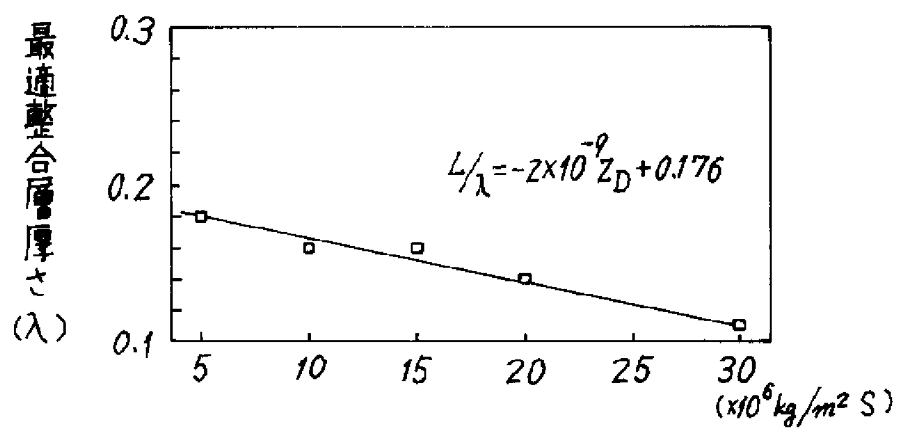
[Drawing 1]



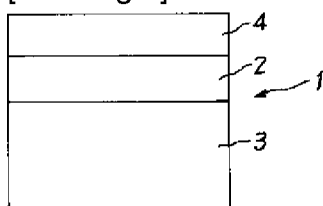
[Drawing 2]



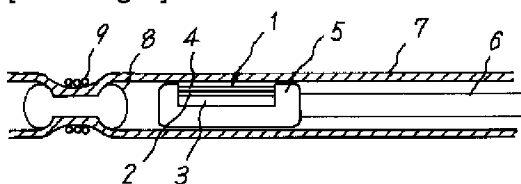
[Drawing 3]



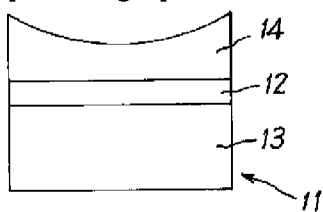
[Drawing 4]



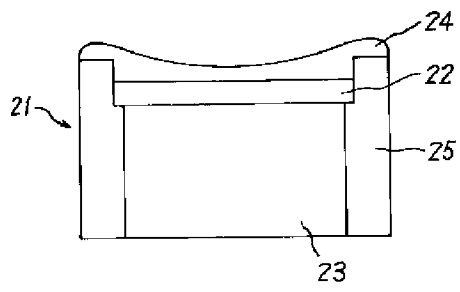
[Drawing 5]



[Drawing 6]



[Drawing 7]



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平6-30933

(43) 公開日 平成6年(1994)2月8日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/00		7507-4C		
G 0 1 N 29/24		8105-2J		
H 0 4 R 17/00	3 3 0 J	7406-5H		

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平4-190937

(22) 出願日 平成4年(1992)7月17日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 水沼 明子

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

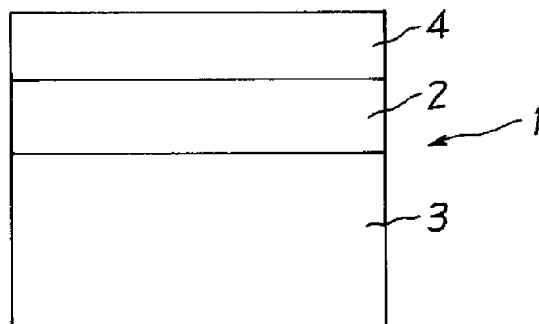
(74) 代理人 弁理士 杉村 暁秀 (外5名)

(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【要約】

【目的】 ダンパ層の音響インピーダンスと音響整合層の厚さおよび音響インピーダンスとの組み合わせを適切に設定して、容易に適切なパルス幅および振幅の超音波パルスを放射できる超音波探触子を提供する。

【構成】 圧電素子2の音響媒質側に音響整合層4を、反対側にダンパ層3を具える超音波探触子1において、音響整合層4の音響インピーダンス Z_M を、 $\{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 1.2$ (ただし、 Z_0 は圧電素子2の音響インピーダンス、 Z_T は音響媒質の音響インピーダンス) とし、ダンパ層3の音響インピーダンス Z_D 、音響整合層4の厚さ L および超音波の波長 λ の関係を、 $(-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_D + 0.21)$ とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 圧電素子の音響媒質側に音響整合層を、反対側にダンパ層を具える超音波探触子において、 *

$$\{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 1.2$$

(ただし、 Z_0 は圧電素子の音響インピーダンス、 Z_T は音響媒質の音響インピーダンス) とし、前記ダンパ層の音響インピーダンス Z_0 、前記音響整合層※

$$(-2 \times 10^{-9} Z_0 + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_0 + 0.21)$$

としたことを特徴とする超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、パルスエコー法に用いる超音波探触子に関するものである。

【0002】

【従来の技術】超音波探触子から超音波パルスを発射し、音響媒体からの反射パルスを受信して音響媒質内の情報を映像化するパルスエコー法は、超音波診断の分野において広く利用されている。かかるパルスエコー法において、距離分解能の高い鮮明な画像を得るためには、発射する超音波のパルス幅を短くする必要がある。また、深部の病変まで診断できる深達度の高い画像を得るためには、発射する超音波の振幅が大きいこと、および受信感度が高いことが必要である。

【0003】パルスエコー法に用いる従来の超音波探触子では、音響媒体との音響インピーダンスのマッチングを良くし、音響媒体内に効率良く超音波パルスを放射させるために、 $1/4$ 波長の厚さを持つ音響整合層が一般に用いられている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、単に音響整合層の厚さを $1/4$ 波長にただけでは、パルス幅が短く、かつ発射する超音波の振幅が大きい探触子は実現できず(特公平1-17320号公報、特開昭58-165830号公報参照)、これを実現するためには、圧電素子の背面のダンパ層の音響インピーダンスや、音響整合層の音響インピーダンスも考慮する必要がある。

【0005】すなわち、ダンパ層としては、圧電素子の振動を速やかに減衰させ、超音波パルス幅を短くするために、超音波の減衰の大きい材料で形成したものが知ら★

$$\{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 0.8 \leq Z_M \leq \{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3} \times 1.2$$

(ただし、 Z_0 は圧電素子の音響インピーダンス、 Z_T は音響媒質の音響インピーダンス) とし、前記ダンパ層の音響インピーダンス Z_0 、前記音響整合層の厚さ L および

$$(-2 \times 10^{-9} Z_0 + 0.14) \leq L/\lambda \leq (-2 \times 10^{-9} Z_0 + 0.21)$$

とする。

【0010】

【作用】超音波を発生する圧電素子を圧電セラミックス(音響インピーダンス $Z_0 = 33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$) とし、超音波を放射される伝達媒体を水(音響インピーダンス $Z_T = 1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$) として、Desileteらによる式、

*前記音響整合層の音響インピーダンス Z_M を、
【数1】

※層の厚さ L および該音響整合層中の超音波の波長 λ の関係を、
【数2】

★れている(例えば特開昭61-219858号公報参照)が、ダンパ層の音響インピーダンスは、大きくすると、放射される超音波パルス幅を短くできる反面、超音波の振幅が小さくなり、感度が低くなるという問題が生じることになる。

【0006】また、音響整合層の音響インピーダンス(Z_M)の値については、種々の選び方が提案されているが、一層の場合には、Desileteら(Desilete, C.S. et al.: The design of efficient piezoelectric transducers, IEEE Trans. Sonics Ultras., SU-25(3), 115 1978)による、 $Z_M = \{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3}$ の値(ただし、 Z_0 は圧電素子の音響インピーダンス、 Z_T は音響媒質の音響インピーダンス)を採用すれば、パルス幅の短いパルスを得ることが可能となる。

【0007】以上のことから、良好な超音波探触子を得るためには、ダンパ層の音響インピーダンスを超音波パルスのパルス幅と振幅とのバランスを取るように使用目的に応じて選ぶ必要があると共に、音響整合層に関しても、適切な音響インピーダンスを選ぶ必要がある。

【0008】この発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、ダンパ層の音響インピーダンスと音響整合層の厚さおよび音響インピーダンスとの組み合わせを適切に設定することにより、容易に適切なパルス幅および振幅の超音波パルスを放射できるよう構成した超音波探触子を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、この発明では、圧電素子の音響媒質側に音響整合層を、反対側にダンパ層を具える超音波探触子において、前記音響整合層の音響インピーダンス Z_M を、

【数3】

☆および該音響整合層中の超音波の波長 λ の関係を、
【数4】

$Z_M = \{Z_0 \times (Z_T)^2\}^{1/3}$ により音響整合層の音響インピーダンス Z_M を求めると、 $Z_M = 4.2 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ となる。このとき、付加するダンパ層の音響インピーダンスを種々変化させて、整合層厚さの波長 λ に対する比と、放射される超音波のパルス幅(-6dB)との関係をコンピュータシミュレーションにより求めると、図1に示

すようになる。なお、図1において、ダンパ層の音響インピーダンスは、イが $5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 、ロが $10 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 、ハが $15 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 、ニが $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ 、ホが $30 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ を示す。

【0011】図1によれば、ダンパ層の音響インピーダンスは同じであっても、音響整合層の厚さによって、超音波のパルス幅が変化することがわかると共に、各音響インピーダンスにおいて、パルス幅が最も短くなる音響整合層厚さがあることがわかる。

【0012】また、図1と同じ条件で、整合層厚さの波長 λ に対する比と、最大振幅との関係を求めると、図2のようになる。ここで、縦軸の振幅が大きい程、感度の高い超音波探触子となる。

【0013】図1および図2から、上述したように、ダンパ層の音響インピーダンスが大きいと、パルス幅は短くなるが、同時に感度が低くなることがわかる。したがって、ダンパ層の音響インピーダンスは、その超音波探触子の使用目的に応じて選ぶ必要がある。

【0014】図3は、図1に基づいてダンパ層の音響インピーダンスと、パルス幅が最小となる音響整合層厚さ（波長 λ に対する比）との関係を表したものである。図3から、パルス幅を最小にするダンパ層の音響インピーダンス Z_0 と、音響整合層厚さ L との関係は、

【数5】 $(-2 \times 10^{-9} Z_0 + 0.176) \div L / \lambda$ で近似できることがわかる。なお、以上の説明において、波長 λ は、超音波探触子の中心周波数における音響整合層材料中の波長を示す。

【0015】したがって、製作誤差を20%とすると、音響整合層の音響インピーダンス Z_M は、上記の数3の条件を、またダンパ層の音響インピーダンス Z_0 、音響整合層の厚さ L および該音響整合層中の超音波の波長 λ は、上記の数4の条件を満足させることにより、パルス幅の短い超音波パルスを放射でき、必要とする感度を持つ超音波探触子を得ることが可能となる。

【0016】

【実施例】図4は、この発明の第1実施例を示すものである。この超音波探触子1は、圧電素子2の一方の面にダンパ層3を、他方の面に音響整合層4を、それぞれ薄く塗布した接着剤（図示せず）で貼り合わせて構成したものである。圧電素子2は、厚さ0.1mmの圧電セラミックスから成り、中心周波数が20MHz、音響インピーダンス Z_0 が $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ の特性を有する。この圧電素子2には、その両面に図示しない電極が設けられ、信号および駆動パルスを伝達するための同軸ケーブルが接続されるようになっている。

【0017】ダンパ層3は、エポキシ樹脂中にタングステン粉末を重量比で95%混入した材料から成り、厚さが0.9mm、音響インピーダンス Z_0 が $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ となっている。また、音響整合層4は、STYCAS T3050製で、厚さが $22 \mu\text{m}$ ($L / \lambda = 0.1$

4)、音響インピーダンス Z_M が $4.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ となっている。

【0018】かかる超音波探触子1は、超音波伝達媒体が水で、その音響インピーダンス Z_L を $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ とすると、音響整合層4の音響インピーダンス Z_M は、上記の数3から、 $3.36 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s} < Z_M < 5.05 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ にあれば良いことになるので、この条件を満足することになる。また、ダンパ層3の音響インピーダンス Z_0 は $20 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$ であるから、 L / λ は上記数4を満足することになる。したがって、この超音波探触子1によれば、比較的低感度ではあるが、パルス幅の短い超音波パルスを放射できる。

【0019】図5は、図4に示す超音波探触子1を用いる内視鏡用超音波プローブの先端部拡大断面図である。図5において、超音波探触子1はハウジング5内に、音響整合層4が露出するように組み込まれる。ハウジング5は、回転シャフト6に連結され、図示しない駆動部を介して超音波観測装置に接続される。回転シャフト6は、中空で、その内部に信号および駆動パルスを伝達するための同軸ケーブルが挿通され、圧電素子2の電極に接続されている。これらの構造体は、超音波伝達媒体を封入した可撓性のシース7内に収納されている。なお、シース7の先端は、アレイ型の封止部材8と形状記憶材料よりなる止め具9とにより封止され、超音波伝達媒体の体腔内への流出や、シース7内への体液の流入を防いでいる。

【0020】図5に示す超音波プローブを組み立てるにあたっては、まず、ハウジング5に超音波探触子1を実装すると共に、回転シャフト6を連結し、次に、超音波伝達媒体中で、シース7内に封止部材8およびハウジング5を挿入する。その後、シース7の外側から封止部材8に止め具9を嵌め、その形状記憶効果を利用して封止部材8をシース7に固定する。このようにして組み立てることにより、シース7の内部全体に超音波伝達媒体を封入することができる。

【0021】この超音波プローブにおいては、超音波探触子1を回転シャフト6により回転させながら、観測装置からの駆動パルスを、駆動部および回転シャフト6内に挿通した同軸ケーブルを経て圧電素子2に印加することにより、該圧電素子2から音響整合層4、超音波伝達媒体およびシース7を通過させて体腔内に超音波パルスを放射させ、その生体組織でのエコーを圧電素子2で電気信号に変換して、同軸ケーブルおよび駆動部を経て観測装置に伝達することにより、ラジアル走査による超音波画像を得ることができる。このように、パルス幅の短い超音波パルスを放射する超音波探触子1を用いることにより、生体組織の表面部を詳細に観察することができる。

【0022】図6は、この発明の第2実施例を示すものである。この超音波探触子11は、圧電素子12の一方

の面にダンパ層13を、他方の面に音響整合層14を、それぞれ薄く塗布した接着剤（図示せず）で貼り合わせて構成したものである。圧電素子12は、厚さ0.2mmの圧電セラミックスから成り、中心周波数が10MHz、音響インピーダンス Z_0 が $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ の特性を有する。この圧電素子12には、その両面に図示しない電極が設けられ、信号および駆動パルスを伝達するための同軸ケーブルが接続されるようになっている。

【0023】ダンパ層13は、エポキシ樹脂中にアルミナ粉末を重量比で90%混入した材料から成り、厚さが2mm、音響インピーダンス Z_b が $5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ となっている。また、音響整合層14は、STYCAST3050製で音響レンズを兼ね、中心部の厚さが $55 \mu\text{m}$ （ $L/\lambda = 0.18$ ）、音響インピーダンス Z_M が $4.7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ となっている。

【0024】かかる超音波探触子11は、超音波伝達媒体が水で、その音響インピーダンス Z_t を $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ とすると、音響整合層14の音響インピーダンス Z_M は、上記の数3の条件を満足することになる。また、ダンパ層13の音響インピーダンス Z_b は、 $5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ と小さく、かつ L/λ は上記数4を満足する。したがって、この超音波探触子11によれば、振幅が大きく、かつパルス幅の短い超音波パルスを放射することができるので、組織深部を観察するのに有効に用いることができる。

【0025】また、音響整合層14は、音響レンズを兼ねているので、指向性の高い超音波パルスを放射することができ、これにより方位分解能の高い超音波画像を得ることができると共に、この音響レンズの曲率を適宜選択することにより、用途に合わせた焦点距離を得ることができる。

【0026】図7は、この発明の第3実施例を示すものである。この超音波探触子21は、絶縁製のハウジング25に圧電素子22を接着し、その一方の面にダンパ層23を、他方の面に音響整合層24をそれぞれ設けたものである。圧電素子22は、厚さ0.13mmの圧電セラミックスから成り、中心周波数が15MHz、音響インピーダンス Z_0 が $33 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ の特性を有する。この圧電素子22には、その両面に図示しない電極が設けられ、信号および駆動パルスを伝達するための同軸ケーブルが接続されるようになっている。

【0027】ダンパ層23は、シリコン樹脂中に酸化チタン粉末を重量比で94%混入した材料から成り、厚さが2mm、音響インピーダンス Z_b が $15 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ となっている。また、音響整合層24は、STYCAST3050製で音響レンズを兼ね、中心部の厚さが $30 \mu\text{m}$ （ $L/\lambda = 0.15$ ）、音響インピーダンス Z_M が4.

$7 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ となっている。

【0028】この実施例では、絶縁製のハウジング25に予め接着した圧電素子22の、一方の面側に酸化チタンを混入したシリコン樹脂を、他方の面側にSTYCASTをそれぞれ直接注入して硬化させることにより、ダンパ層23および音響レンズを兼ねる音響整合層24を形成する。

【0029】かかる超音波探触子21によれば、図6の超音波探触子11における同様の効果を得ることができる他、ダンパ層23および音響整合層24を、接着剤を用いることなく、圧電素子22上に直接設けるようにしたので、接着層の厚さやムラによる性能の低下やバラツキを避けることができ、安定した性能を得ることができる。

【0030】なお、この発明にかかる超音波探触子は、内視鏡用超音波プローブに限らず、超音波内視鏡や対外式超音波プローブに用いることもできるし、医療以外の超音波探傷用の探触子として用いることもできる。

【0031】

【発明の効果】以上のように、この発明によれば、ダンパ層の音響インピーダンスと音響整合層の厚さおよび音響インピーダンスとの組み合わせを適切に設定したので、適切なパルス幅および振幅の超音波パルスを放射できる超音波探触子を容易に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】音響整合層の厚さと、放射される超音波パルスのパルス幅との関係を示す図である。

【図2】同じく、音響整合層の厚さと、放射される超音波パルスの最大振幅との関係を示す図である。

【図3】ダンパ層の音響インピーダンスと、パルス幅が最小となる音響整合層の厚さとの関係を示す図である。

【図4】この発明の第1実施例を示す断面図である。

【図5】図4に示す超音波探触子を用いる内視鏡用超音波プローブの先端部の構成を示す図である。

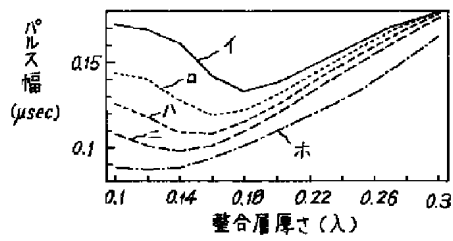
【図6】この発明の第2実施例を示す図である。

【図7】この発明の第3実施例を示す図である。

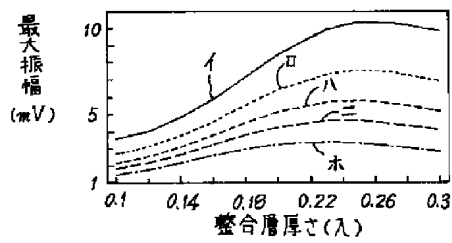
【符号の説明】

- 1, 11, 21 超音波探触子
- 2, 12, 22 圧電素子
- 3, 13, 23 ダンパ層
- 4, 14, 24 音響整合層
- 5, 25 ハウジング
- 6 回転シャフト
- 7 シース
- 8 封止部材
- 9 止め具

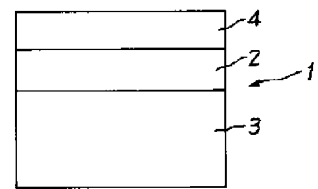
【図1】



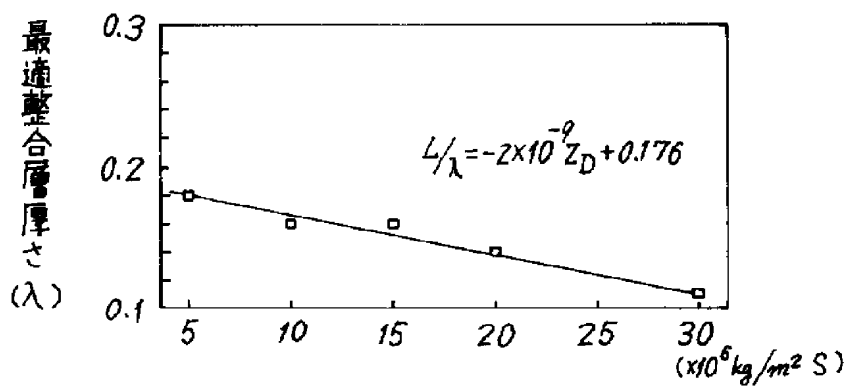
【図2】



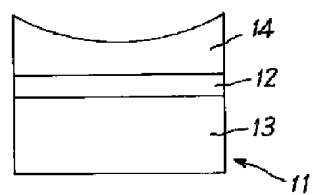
【図4】



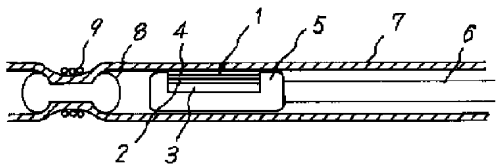
【図3】



【図6】



【図5】



【図7】

